

# Computergestützte kinematographische Darstellung der Fußung der Vordergliedmaßen beim Pferd

Isabelle Martens, Beke Hoppe, Volkert Carstensen, Clemens Kampmann und Peter Stadler

Klinik für Pferde der Stiftung Tierärztliche Hochschule Hannover

## Zusammenfassung

Es wurde eine Methode zur Bewegungsanalyse beim Pferd aus der dorsalen (frontalen) Ansicht entwickelt. Dazu wurden 15 lahmfreie Pferde mit Abweichungen von der regelmäßigen Stellung der Vordergliedmaßen mit dem KODAK motion corder analyzer SR 500 (250 Bilder/s) im Schritt auf dem Laufband gefilmt. Die Filmclips wurden mit der WINAnalyze-Software computeranalytisch ausgewertet. Es wurden für das lahmfreie Pferd charakteristische Kurvendiagramme (y-t-Diagramme) der Bewegung markierter Lokalisationen der distalen Gliedmaßen (seitliche Hufwände, Hufgelenk, Fesselgelenk und Metakarpus) aufgezeichnet. Aufgrund der typischen Kurvenverläufe erfolgte die Differenzierung einer planen von einer lateralen oder medialen Fußung. Zusätzlich zur Art der Fußung wurde die Fesselwinkeldifferenz ( $\Delta\alpha$ ) ermittelt. Die Fesselwinkeldifferenz ist ein Maß für die Änderung der Knickung am Übergang der Gliedmaßen- zur Zehenachse während der Fußung. Es bestand ein hoch signifikanter Zusammenhang zwischen der Größe der Fesselwinkeldifferenz und der Art der Fußung.

**Schlüsselwörter:** Pferd, Bewegungsanalyse, Laufband, Computerkinematographie

## The Examination of the KODAK motion corder analyzer SR 500 as a gait analysis system for horses

A method for analysing the movements of the forelimbs from the dorsal (frontal) view in horses was to establish. 15 horses without any clinical signs of lameness, but with a deviation of the regular conformation of the forelimbs, were filmed with a Kodak motion corder analyzer SR 500 (250 frames/sec.) while walking on the treadmill. To analyze the films the WINAnalyze-Software was used. Characteristic curve diagrams (y-t-diagrams) for horses were developed, which show the movement of marked points of the distal limbs (hoof wall, pastern joint, fetlock joint and proximal metacarpal bone). These y-t-diagrams were used to differentiate a plane, lateral or medial first ground contact. Additionally the difference of the fetlock angle ( $\Delta\alpha$ ) was determined. It is used to describe the difference of the angle between the limb- and toeaxis. The correlation between the difference of the fetlock angle and the first ground contact was highly significant.

**Keywords:** horse, gait analysis, treadmill, computerkinematography

## Einleitung

Die Beurteilung der Fußung hat in der Orthopädie des Pferdes und insbesondere im Rahmen des Hufbeschlages eine wichtige Bedeutung. Letzteres gilt insbesondere für Pferde mit Gliedmaßenfehlstellungen. Entscheidend hierfür ist die exakte Analyse des Bewegungsablaufes, um möglichst eine plane Fußung und eine möglichst geringe lateromediale Bewegung im Fesselgelenk zu erreichen. Ohne optische Hilfsmittel ist dies häufig jedoch nicht zufriedenstellend möglich, weshalb kinematographische Bewegungsanalysen zu Rate gezogen werden müssen. Diese stehen bis jetzt nur wenigen Einrichtungen zur Verfügung, da sie durch eine größere Anzahl von Kameras (3 bis 12 Kameras) extrem kosten- und personalaufwendig sind.

Der KODAK motion corder analyzer SR 500 (Fa. Mikromak, Erlangen) ist im Vergleich zu den derzeit angewendeten optischen Bewegungsanalysensystemen beim Pferd kostengünstig und somit auch in der Pferdepraxis bzw. -klinik die bereits mit einem Laufband ausgerüstet ist, rentabel. Deshalb wurde dieses System auf seine Eignung beim Pferd getestet.

## Material und Methode

Es wurden 15 lahmfreie Warmblüter mit unterschiedlicher Abweichung der Vordergliedmaßen von der regelmäßigen

Stellung untersucht. Die Fußung wurde subjektiv einerseits mit Hilfe von SVHS-Videoaufnahmen in Zeitlupe, andererseits mit Betrachtung der Hochfrequenzaufnahmen und objektiv mit der computergestützten Bewegungsanalyse untersucht. Hierzu fand eine Kennzeichnung definierter anatomischer Punkte der Pferdebeine mit so genannten Markern statt (Abb. 1).

Die Bewegung der durch die Marker gekennzeichneten Gliedmaßenanteile des Pferdes wurde mit einer Hochfrequenzkamera (KODAK motion corder analyzer SR 500) aufgezeichnet und simultan auf dem Monitor betrachtet. Die Kamera befand sich in einer Entfernung von 2 m und einer Höhe von 40 cm vor dem Pferd und erstellte 250 Bilder in der Sekunde. Die Aufnahme wurde gespeichert, wenn das Pferd mindestens vier regelmäßige Schritte absolviert hatte. Mit der Hochfrequenzkamera konnten Filmsequenzen bis maximal 4,4 Sekunden Dauer aufgezeichnet werden. So war es möglich drei bis vier Fußungsphasen jeder Vordergliedmaße zu analysieren.

Für die computergestützte Analyse, werden die Marker softwaregesteuert farblich gekennzeichnet und von Bild zu Bild erkannt (sog. „Tracking“, Abb. 2). Somit kann nach Beendigung der Analyse ein Kurvendiagramm des Bewegungsablaufes, das sog. y-t-Diagramm erstellt werden (Abb. 3). Dabei ist

auf der x-Achse die Zeit (in Sec.) und auf der y-Achse der Abstand der Marker zum unteren Bildrand (in cm) dargestellt.

Die Kurven geben die Koordinaten der Markierungen und damit die Bewegung der Marker in der vertikalen Ebene zu jedem Messzeitpunkt wieder. Es werden die Bewegungen beider Vordergliedmaßen aufgezeichnet, so dass sich die Bewegungen der rechten Gliedmaße phasenverschoben in den Bewegungskurven der linken Gliedmaße wiederholen.



**Abb 1** Die Position der Marker an einer linken Vordergliedmaße. 1 = Tuberositas ossis metacarpalis III, 2 = Fesselgelenk, 3 = Hufgelenk dorsal, 4 = Kronsaum weiteste Stelle lateral, 5 = Kronsaum weiteste Stelle medial.

*Position of the markers at the left forelimb. 1 = Tuberositas ossis metacarpalis III, 2 = fetlock joint, 3 = coffin joint, dorsal, 4 = Coronary band, widest point lateral, 5 = Coronary band, widest point medial*

Die Untersuchungen wurden auf einem Hochgeschwindigkeitslaufband (Modell Mustang 2000 Fa. Kagra, Fahrwangen, Schweiz) durchgeführt. Da durch eine Schrägstellung des Pferdes auf dem Laufband ein systematischer Fehler mit Einfluss auf die Berechnung des Fesselwinkels entsteht, musste das Pferd während der Aufnahmen mit der Hochfrequenzkamera in der Mitte des Laufbandes laufen.

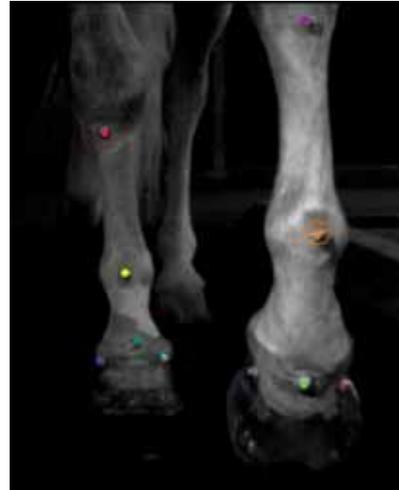
Jedes Pferd wurde zunächst ca. fünf bis zehn Minuten im Schritt bei individueller Geschwindigkeit und danach bei 1,6 m/s auf dem Laufband zur Gewöhnung bewegt. Nach einer kurzen Pause wurde sowohl mit einer VHS-Videokamera als auch mit der Hochfrequenzkamera von vorne gefilmt.

## Ergebnisse

*Mit dem Computersystem erfassbare Parameter*

Die zu jedem Meßzeitpunkt erhobenen Koordinaten der Markierungen standen für verschiedene Berechnungen in dem Programm Microsoft Excel® zur Verfügung. So konnte die Knickung der Gliedmaßen am Übergang von der Gliedmaßen- zur Zehenachse (Fesselgelenk) im Verlauf des Auffußens (Fesselwinkeldifferenz  $\Delta\alpha$ ) sowie die Fußungsart (lateral, medial oder plan) berechnet werden.

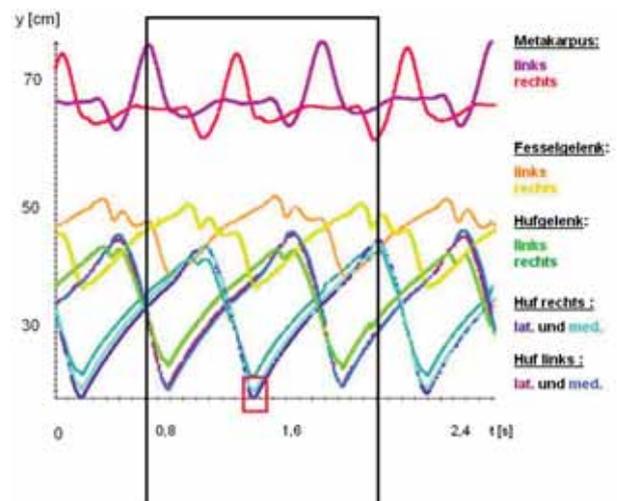
Das erste Minimum der Stützbeinphase in der Bewegungskurve einer Hufmarkierung (Abb. 4;1) entspricht dem Aufsetzen des gleichseitigen Tragrandes auf dem Laufband in der Hochfrequenzkameraaufnahme. Mit dem Computer wurde die Zeitdifferenz ( $\Delta t$ ) zwischen dem Zeitpunkt der Laufbandberührung des medialen und des lateralen Tragrandes berechnet ( $\Delta t$  fiel positiv oder negativ aus). Aus den errechneten Zeitdifferenzen ( $\Delta t$ ) wurde der Median gebildet und danach konnte



**Abb 2** Digitale Markierungen der Marker am Bildschirm. *Digital marking of the markers on the monitor*

ermittelt werden, ob das Pferd lateral, medial oder plan fußte. Eine negative Zeitdifferenz zeigte eine laterale (Abb. 5) und eine positive Zeitdifferenz eine mediale Fußung an. Bei planer Fußung lag keine Zeitdifferenz vor.

Die Knickung der Gliedmaßen im Übergang von der Gliedmaßen- zur Zehenachse (Fesselgelenk) ergab sich aus der Auswertung der Bewegungskurven der Marker. Der Fesselwinkel war an beiden Vordergliedmaßen im Uhrzeigersinn (an

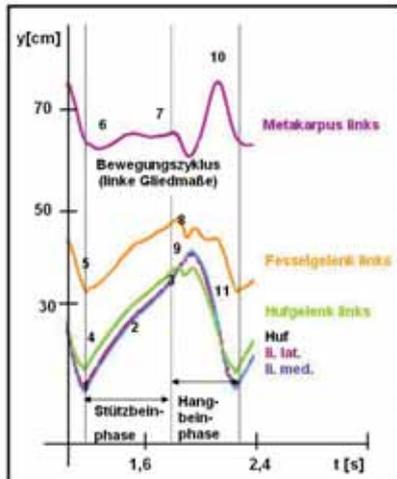


**Abb 3** Das y-t-Diagramm mit den Bewegungskurven der zehn markierten Gliedmaßenlokalisationen. lat. = lateral, med. = medial, schwarzer Ausschnitt in Abb. 4 vergrößert dargestellt. Roter Ausschnitt in Abb. 5 vergrößert dargestellt.

*The y-t-Diagram with the curves showing the position of the ten locations along the time axis. Metakarpus = metacarpus, Fesselgelenk = fetlock joint, Hufgelenk = coffin joint, Huf = hoof, rechts = right, links = left, lat. = lateral, med. = medial. Black box enlarged in Fig. 4, red box enlarged in Fig. 5*

der rechten Gliedmaße medial und an der linken Gliedmaße lateral) zu ermitteln (Abb. 6).

Die Phase des Auffußens beginnt systemimmanent 0,004 Sekunden (minimale zeitliche Messdifferenz) vor dem ersten Laufbandkontakt des Hufes und endet 0,004 Sekunden nach der maximalen Distalbewegung des Metacarpus. Der Computer konnte innerhalb dieser Zeitspanne (Fußungsphase)

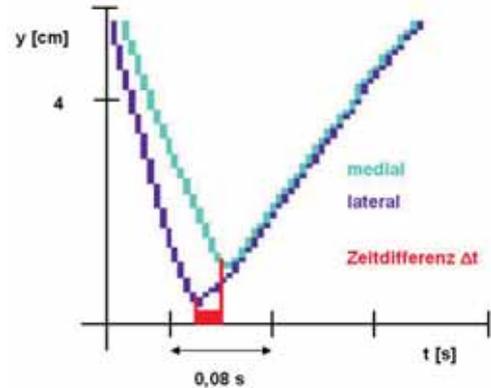


**Abb 4** Bewegungskurven der markierten Lokalisationen der linken Gliedmaße (Ausschnitt aus der Abb. 3, die Kurven der rechten Gliedmaße wurden entfernt). Zahlen 1-7 = Stützbeinphase, 8-11 = Hangbeinphase. re. = rechts, li. = links, lat. = lateral, med. = medial. 1 = Minima der Bewegungskurven beider Hufmarkierungen beim Aufsetzen des linken Hufes auf das Laufband. 2 = Anstieg der Bewegungskurven beider Hufmarkierungen beim Transport des linken Hufes auf dem Laufband. 3 = Erhöhung der Steigung der Bewegungskurven beider Hufmarkierungen in der Abrollphase. 4 = Minimum der Bewegungskurve der Markierung des Hufgelenkes beim Aufsetzen des linken Hufes auf das Laufband. 5 = Minimum der Bewegungskurve der Markierung des Fesselgelenkes beim Aufsetzen des linken Hufes auf das Laufband. 6 = Minimum der Bewegungskurve der Markierung proximal am Metakarpus zu Beginn der Stützbeinphase. 7 = Plateauähnlicher Verlauf der Bewegungskurve der Markierung proximal am Metakarpus am Ende der Stützbeinphase. 8 = Erstes Maximum der Bewegungskurve der Markierung des Fesselgelenkes während der Hangbeinphase. 9 = Erstes Maximum der Bewegungskurve der Markierung des Hufgelenkes während der Hangbeinphase. 10 = Ausgeprägtes zweites Maximum der Bewegungskurve der Markierung proximal am Metakarpus am Ende der Hangbeinphase. 11 = Abfall der Hufmarkierungskurven am Ende der Hangbeinphase

Curves showing the position of the marked locations of the left forelimb (Part of the diagram of Fig. 3, the curves of the right limb have been removed). Number 1-7 = stance phase, 8-11 = swing phase. Metakarpus = metacarpus, Fesselgelenk = fetlock joint, Hufgelenk = coffin joint, Huf = hoof, re. = right, li. = left, lat. = lateral, med. = medial. 1 = minimum of the curves of both hoof markers after first ground contact, 2 = slope of the curves of both hoof markers while the hoof is being transported on the treadmill in the stance phase, 3 = steepening of the slope of the curves of both hoof markers at the end of the stance phase, 4 = minimum of the curve of the marker of the coffin joint after first ground contact, 5 = minimum of the curve of the marker of the fetlock joint after first ground contact, 6 = minimum of the curve of the marker of the proximal metacarpus after first ground contact, 7 = nearly flat curve of the marker of the proximal metacarpus at the end of the stance phase, 8 = first maximum of the curve of the marker of the fetlock joint in the swing phase, 9 = first maxi-

imum of the curve of the marker of the coffin joint in the swing phase, 10 = high second maximum of the curve of the marker of the proximal metacarpus at the end of the swing phase, 11 = falling of the curves of both hoof markers at the end of the swing phase

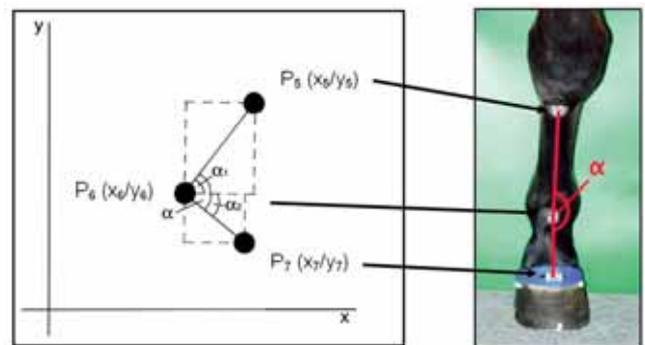
den Fesselwinkel 20 bis 25 mal ermitteln und den größten ( $\alpha_{\max}$ ) und den kleinsten ( $\alpha_{\min}$ ) Fesselwinkel sowie deren Differenz ( $\Delta\alpha = \alpha_{\max} - \alpha_{\min}$ ) berechnen.



**Abb 5** Ausschnittvergrößerung aus dem y-t-Diagramm der Abb. 3. Darstellung der Zeitdifferenz der Fußung von lateraler und medialer Hufseite mit Hilfe der Bewegungskurven der Hufmarkierungen bei lateraler Fußung:  $\Delta t = -0,08$  s  
Extract of the y-t-diagram of Fig. 3. The curves show the time difference between the landing of the lateral and medial side of the hoofwall in a horse with lateral footing:  $\Delta t = -0,08$  s

Darstellung der Bewegungsabläufe mit dem Computersystem

Bei der grafischen Darstellung der Bewegungsabläufe des Pferdes mit der WINAnalyse-Software aus der frontalen Sicht ergab sich ein Kurvendiagramm (y-t-Diagramm), das inter- und intraindividuell für alle Lokalisationen der Marker ähnliche Kurvenverläufe wie in Abb. 3 aufwies.



**Abb 6** Schematische und photographische Darstellung des Fesselwinkels  $\alpha$  zwischen Röhreibe und Zehenachse.  $x_5/y_5$  = Koordinaten der Markierung  $P_5$ ,  $x_6/y_6$  = Koordinaten der Markierung  $P_6$ ,  $x_7/y_7$  = Koordinaten der Markierung  $P_7$ ,  $\alpha_1 = 1$ . Teilwinkel des Fesselwinkels,  $\alpha_2 = 2$ . Teilwinkel des Fesselwinkels  $\alpha = \alpha_1 + \alpha_2$ . Der Fesselwinkel  $\alpha$  lässt sich in die beiden Winkel  $\alpha_1$  und  $\alpha_2$  unterteilen, deren Größe aus den Koordinaten der Markierungen errechnet werden kann.  
Schematic and photographic illustration of the fetlock angle  $\alpha$  between the cannon and the phalanges.  $x_5/y_5$  = coordinate of the marker  $P_5$ ,  $x_6/y_6$  = coordinate of the marker  $P_6$ ,  $x_7/y_7$  = coordinate of the marker  $P_7$ ,  $\alpha_1$  = first part of the fetlock angle  $\alpha_2$  = second part of the fetlock angle,  $\alpha = \alpha_1 + \alpha_2$ . The fetlock angle  $\alpha$  is divided into  $\alpha_1$  and  $\alpha_2$ . The values of  $\alpha_1$  and  $\alpha_2$  can be calculated out of the x/y coordinates of the markers  $P_5$ - $P_7$

Der Kurvenbereich 11 der Abbildung 4 zeigt beispielhaft, dass sich die Distalbewegung des Hufes in Richtung auf das Laufband als Kurvenabfall darstellt. Die dem Aufsetzen folgende Bewegung stellt sich als Kurvenanstieg dar (Abb. 4; 2). Somit ergibt sich am Ende der Hangbeinphase beim Aufsetzen des Hufes in den Bewegungskurven der Hufmarkierungen ein Minimum (Abb. 4; 1).

Von 54 Vordergliedmaßen wurden in unterschiedlichen Stadien der Hufzubereitung 188 Bewegungsanalysen zur Ermittlung der Fußungsart und des Fesselwinkels erstellt.

Es konnten einerseits intraindividuelle Veränderungen der Fesselwinkeldifferenz festgestellt und andererseits (mit Hilfe der Zeitdifferenz  $\Delta t$ ) laterale, mediale und plane Fußungen unterschieden werden.

Bei dem Vergleich der unterschiedlichen Methoden zur Ermittlung der Fußung (subjektive Auswertung der SVHS-Zeitlupen und der Hochfrequenzaufnahmen ; Computeranalyse) stellte sich heraus, dass eine starke Übereinstimmung ( $\kappa=0,633$ ) nur zwischen der mit der Hochfrequenzkamera beobachteten und der computeranalytisch errechneten Fußungsart vorlag. Der Vergleich zwischen der errechneten und der mit den Standardvideoaufnahmen visuell ermittelten Fußung zeigte dagegen nur eine schwache Übereinstimmung ( $\kappa=0,392$ ).

*Reproduzierbarkeit der Computeranalyse einer Videoaufzeichnung mit der Hochfrequenzkamera.*

**Fußungsart**

Bei vier von sechs Fußungen stimmten die vom Computer ermittelten Zeitdifferenzen ( $\Delta t$ ) nach fünf wiederholten Auswertungen überein. In zwei Fußungsphasen stellte sich heraus, dass aus einer geringgradigen Ortsverschiebung der farbigen Markierungen geringe Zeitverschiebungen ( $0,004 \text{ s} = 1 \text{ Bild}$ ) resultierten, die jedoch keinen Einfluss auf die Interpretation der Fußungsart hatten.

**Fesselwinkel  $\alpha$**

Neben der Fußungsart wurde auch die Größe des Fesselwinkels ( $\alpha_{\max}$  ;  $\alpha_{\min}$ ) durch Ortsverschiebungen der Markierungen beeinflusst. Der mögliche Fehler beträgt  $2,1^\circ$ . Bei fünf aufeinander folgenden Computeranalysen (A-E) eines Hochfrequenzfilmclips ergaben sich die, in Tabelle 1 aufgeführten, minimalen und maximalen Fesselwinkel und deren Standardabweichungen.

*Messungengenauigkeit durch Positionsänderung des Pferdes*

Bei dem eingesetzten Laufband und einer Pferdepopulation mit einer durchschnittlichen Länge von 180 cm und einer

durchschnittliche Breite von 45 cm, wurde eine größtmögliche Schrägstellung zur Mittellinie um maximal  $8,1^\circ$  ermittelt, wenn das Pferd beidseits die äußeren 20 cm des Laufbandes nicht betritt.

Der durch die Schrägstellung des Pferdes auf dem Laufband entstehenden möglichen systematischen Fehler ( $\Delta_{\alpha\beta}$ ) bei der Berechnung des Fesselwinkels  $\alpha$  liegt bei maximal  $1,2^\circ$ .

**Diskussion**

Die wichtigste Grundlage für die Hufzubereitung und den Beschlag mit Hufeisen ist das Erkennen der Fußung beim gesunden und besonders beim orthopädisch erkrankten Pferd. Hierbei ist der Einsatz optischer Hilfsmittel sinnvoll, da durch die Trägheit des menschlichen Auges falsche Wahrnehmungen möglich sind (Clayton 1991, Peham et al. 2000, Back und Clayton 2001). Die Qualität von konventionellen Videoaufnahmen, die im Zeitlupenmodus abgespielt werden, ist jedoch aufgrund einer begrenzten Bildrate bei der Aufnahme (30 Bilder/s) eingeschränkt. Deshalb stellte sich die Frage, ob eine computergestützte Bewegungsanalyse auf der Basis von Hochfrequenzkameraaufnahmen mit 250 Bildern pro Sekunde eine exaktere Aussage über die Kinematik des distalen Abschnitts der Vordergliedmaße beim Pferd ermöglicht und zusätzlich diagnostische Elemente wie die Fußung und der Fesselwinkel objektivierbar werden.

Anhand eines für eine orthopädische Hufbeschlagschmiede charakteristischen Patientenmaterials mit Abweichungen von der regelmäßigen Gliedmaßenstellung, ist es gelungen, reproduzierbare Bewegungskurven für standardisierte Lokalisationen an den distalen Vordergliedmaßen zu erarbeiten. Dabei fiel auf, dass trotz unterschiedlicher Gliedmaßenstellungen die Bewegungskurven von speziell markierten Gliedmaßenabschnitten an Huf, Hufgelenk, Fesselgelenk und Röhrbein eine weitgehend gleichförmige Erscheinungsform als Ausdruck der Bewegung in der sagittalen Ebene aufwiesen. Mit Hilfe der Bewegungskurven konnte die Art der Fußung graphisch dargestellt und mit computergestützter Auswertung der Koordinaten eine nicht plane Fußung bis auf 4 Tausendstel Sekunden genau (Zeitunterschied zwischen der Berührung des Laufbandes von lateralem und medialem Trägerand) errechnet werden. Schon bei der subjektiven Beurteilung der Hochfrequenzkameraaufnahmen schien in einigen Fällen eine Abweichung von der Interpretation der Zeitlupenaufnahme der Standardvideos vorzuliegen. Dieses wurde bei dem Vergleich der Standardvideoaufnahmen mit der computergestützten Berechnung der Fußungsart bestätigt. Aber auch bei einem Vergleich der subjektiven Betrachtung der Hochfrequenzkameraaufnahmen mit der Computeranalyse traten in einigen Fällen Unterschiede in Bezug auf die tatsächliche (errechnete) Fußung auf. Die Diskrepanz ist in der Trägheit

Winkel [°]	Fußungsphase 1				Fußungsphase 2				Fußungsphase 3			
	links		rechts		links		rechts		links		rechts	
Analyse	min	max	min	max	min	max	min	max	min	max	min	max
A	176,1	181,6	185,6	195,5	179,0	183,8	182,4	189,0	177,9	183,2	180,5	186,7
B	177,1	182,7	185,8	195,1	176,8	181,9	180,9	187,5	177,0	184,7	184,1	191,1
C	176,9	182,7	188,2	198,6	178,9	184,2	182,7	189,5	176,7	182,3	183,2	190,1
D	174,4	180,7	185,9	195,4	181,2	185,9	184,0	191,1	179,9	184,1	183,3	189,4
E	178,2	183,3	184,8	194,5	178,1	183,2	184,1	191,4	173,2	178,8	183,0	189,7
STABW	1,4	1,0	1,3	1,6	1,6	1,5	1,3	1,6	2,4	2,3	1,4	1,6

**Tab 1** Minimale und maximale Fesselwinkel aus fünf Computeranalysen eines Hochfrequenzfilmclips und deren Standardabweichung  
*Minimum and maximum deviation of the fetlock angle from five computer analyzed high frequency film clips with corresponding standard deviation*

des menschlichen Auges begründet (Clayton 1991). Deshalb scheint eine exakte Analyse aus der Ansicht des bewegten Pferdebeines von dorsal (frontal) nur mit Hilfe eines computergestützten Analysesystems möglich zu sein.

Allerdings werfen die Ergebnisse der hier beschriebenen Studie auch neue Fragestellungen auf. Es muss z.B. geklärt werden, ob Unterschiede der Fußungsart, die bei 40% der untersuchten Videoclips mit jeweils drei Fußungsphasen auftraten, biologisch oder systembedingt sind. Das hier vorgestellte System müsste deshalb so weiterentwickelt werden, dass eine größere Anzahl von Fußungsphasen als derzeit möglich auf einem Videoclip gespeichert werden können. Das steht im Widerspruch dazu, dass für eine kinematische Analyse die Aufzeichnung von drei bis vier Fußungsphasen ausreichen soll (Drevemo et al. 1980). Mit einer Weiterentwicklung des hier verwendeten Systems könnte dann die vorwiegend auftretende Fußungsart ermittelt und adäquate Maßnahmen der Hufzubereitung ergriffen werden.

Außerdem können uneinheitliche Fußungsarten innerhalb eines Videoclips durch das hier untersuchte Analysesystem bedingt sein, da sich die farbigen Markierungen der zu analysierenden Lokalisationen mit Hilfe der Software nicht immer als ortsstabil erwiesen. Sie bewegten sich über mehrere Bewegungszyklen nicht immer vollständig deckungsgleich mit dem Marker (d.h. mit dem markierten Gliedmaßenabschnitt) in der Sagittalebene. Die Stabilität der Position der Markierungen scheint zusätzlich von der Entfernung der Marker zur Kamera abhängig zu sein. Da der Computer die Marker aufgrund ihres Kontrastes zur Umgebung erkennt (Clayton und Schamhardt 2001), kann sich die Markierung um ca. einen Millimeter aus der Mitte in Richtung des Randbereiches der Marker (größter Kontrast) verschieben. Dieser Fehler kann durch eine Verringerung des Abstandes der Kamera zum Pferdebein reduziert werden. Damit wird zusätzlich klar, dass dieses System derzeit noch laufbandabhängig ist.

Dagegen wird eine geringgradig unterschiedliche Positionierung der Marker an der seitlichen Hufwand nicht als Ursache für eventuell falsch angezeigte Fußungen während aufeinander folgender Bewegungszyklen gesehen. Da eine manuelle Befestigung nach visueller Festlegung der definierten Markerpositionen (Kronsaum, weiteste Stelle) an der lateralen und medialen Hufwand erfolgt, war nicht immer sicherzustellen, dass beide Marker exakt in der erwünschten Horizontalebene platziert würden. Es wird jedoch der Zeitpunkt und nicht die Ebene des Minimums der Bewegungskurve zur Berechnung der Fußung herangezogen. Deshalb kann eine geringgradig unterschiedliche Positionierung der Marker vernachlässigt werden.

Auch die Marker zur Berechnung der Fesselwinkel am Huf und am Fesselgelenk, sowie proximal am Metakarpus konnten nicht immer exakt in der Mitte der Gliedmaße angebracht werden, da auch diese Lokalisationen aufgrund der Gliedmaßenform nicht immer eindeutig bestimmbar sind. Daher wurden in der hier vorliegenden Arbeit nicht der Fesselwinkel, sondern die Fesselwinkeldifferenzen errechnet und verglichen. Somit wurden intra- und interindividuelle Vergleiche möglich. Allerdings müssten bei einer seriellen Fertigung des Systems zur Anwendung beim Pferd weitere Verbesserungen erarbeitet werden, um dem Verbraucher eine unkomplizierte Handha-

bung zu gewährleisten. Dazu gehört z. B. eine stabile Beschichtung der Oberfläche der Holzkugeln mit Aluminiumfolie oder einem ähnlichen Material. Die von anderen Autoren bevorzugte 3M-Folie (Girtler 2000) hat sich für das hier angewendete System in Vorversuchen nicht bewährt, da die retroreflektierende Folie das Scheinwerferlicht zur Lichtquelle und nicht in Richtung Kamera zurückwirft.

Neben geeigneten Markern musste insbesondere für die Untersuchung der Fußung eine geeignete homogene Beleuchtung der distalen Gliedmaßenabschnitte gewährleistet sein. Dieses gelang mit der frontal-tangentialen Anordnung der Lichtquelle. Dennoch kann bei zusätzlichem starken Lichteinfall (z. B. Sonnenschein) eine Überstrahlung, der sogenannte „blooming-effect“, eintreten. Dieser Effekt kann entweder durch eine störlichtfreie Installation des Laufbandes oder eine kostenaufwendigere Kamera (z. B. mit CMOS Sensoren) vermieden werden. Bei dem hier verwendeten System sind bei Störlicht Korrekturmaßnahmen mit der Einstellung der Kamerablende notwendig. Dabei ist ein Qualitätsverlust der Bilder allerdings nicht vermeidbar.

Die Ergebnisse der Untersuchungen zeigen, dass eine Abweichung um nur einige tausendstel Sekunden von der planen Fußung nach lateral oder medial erkannt werden kann. Das stellt dem Hufschmied und dem Tierarzt neue Möglichkeiten einer differenzierten Hufkorrektur zur Verfügung. Zu einer darüber hinaus gehenden Differenzierung, z. B. um festzustellen, ob eine Kürzung des Hufes nicht nur lateral oder medial, sondern eventuell auch im Trachten- oder Zehenbereich angezeigt ist, müsste eine räumliche Darstellung der Fußung, die bereits mit zwei Kameras möglich ist (Degueurce et al. 1994, Back und Clayton 2001) erfolgen. Die Analyse der Bewegungskurve kann dann mit seitlichen oder dreidimensionalen Untersuchungen ergänzt werden. Dazu könnte das hier vorgestellte System eine Grundlage bieten.

Die Standardisierung der Untersuchung mit dem hier verwendeten Analysesystem ist nur möglich, wenn die Gliedmaßen des Pferdes sich in einem definierten Abstand von der Kamera bewegen. Diese Forderung kann lediglich auf dem Laufband erfüllt werden. Auf dem Laufband kann nicht nur der Abstand zur Kamera, sondern auch die Ganggeschwindigkeit konstant gehalten werden. Dabei stellt sich allerdings die Frage, ob der Bewegungsablauf eines Pferdes auf dem Laufband dem auf natürlichem Boden entspricht bzw. ob Hufschmiedemaßnahmen, die die Fußung auf dem Laufband verbessern auch zu einer verbesserten Fußung auf natürlichem Boden führen.

Die bis heute erkannten Unterschiede im Bewegungsablauf auf dem Laufband und auf natürlichem Boden wurden entweder in der Hangbeinphase oder am Ende der Stützbeinphase (Buchner 1994, Barrey et al. 1993) gesehen. Da die Fußung und die Fesselwinkeldifferenz jedoch in der hier vorgelegten Studie nur zu Beginn der Stützbeinphase untersucht wurden, hat der Einfluss des Laufbandes für diese Bewegungsanalyse keine Bedeutung.

Dagegen wirkt sich eine mögliche Schrägstellung des Pferdes bei der Errechnung des Fesselwinkels in geringem Umfang auf das Ergebnis aus. Der Fesselwinkel kann sich je nach der Art der Abweichung von der parallel zum Laufband befindlichen Bewegungsrichtung zu groß oder zu klein darstellen.

Deshalb wurde versucht, eine sich während der Bewegung andeutende Schrägstellung des Pferdes mit Hilfe von Zügel- und Gertenhilfen zu korrigieren. Sollte jedoch ein vollständiges Geraderichten des Pferdes nicht gelingen, ergibt sich aus der Schrägstellung des Pferdes nur eine geringgradige Änderung des Fesselwinkels (maximal  $1,2^\circ$ ), wobei die errechnete maximal mögliche Schrägstellung ( $8,1^\circ$ ) in dieser Untersuchung nicht beobachtet wurde.

Dem Fesselgelenk wird einerseits eine wichtige Funktion im Bewegungsablauf und andererseits eine besondere Anfälligkeit für pathologische Veränderungen aufgrund von Gliedmaßenfehlstellungen zugeschrieben (Rooney 1979, Stashak 1989, Clayton et al. 1998). Da sich besonders eine asymmetrische Belastung der Gelenkflächen negativ auf das Fesselgelenk und die dazu gehörigen Bänder auswirkt (Caudron et al. 1997, Williams und Deacon 1999), wurde die Fesselwinkeldifferenz ermittelt, die das Ausmaß der Bewegung des Fesselkopfes in der Horizontalen repräsentiert. Dieser Parameter erschien günstiger als die Erstellung absoluter Werte der Fesselwinkel.

Eine Aufrüstung für eine dreidimensionale Darstellung mit einer weiteren Hochfrequenzkamera ist bei dem hier vorgestellten System möglich, aber zur Zeit noch sehr kostenaufwendig. Die in der hier beschriebenen Studie erarbeitete Anwendbarkeit des Systems beim Pferd rechtfertigt allerdings eine solche Weiterentwicklung. Außerdem muss für eine praxisnahe Anwendbarkeit des Systems eine Verbesserung der Speicherkapazität erfolgen, damit die maximale Aufnahmedauer verlängert werden kann und mehr als drei bis vier Fußungsphasen evaluiert werden können. Da bildgebende Diagnostika auch deshalb einen großen Wert darstellen, weil dem Pferdebesitzer die Probleme ihrer Pferde deutlich aufgezeigt werden können, wird die Entwicklung einer noch schnelleren und stabileren Software gefordert. Wenn die vorgeschlagenen Verbesserungen durchgeführt werden, steht mit dem hier vorgestellten Bewegungsanalysesystem erstmalig ein Diagnostikum zur Verfügung, das kostengünstig über die Fußungsart und die von dorsal (frontal) untersuchte Horizontalbewegung im Fesselkopfbereich sehr detaillierte Informationen liefert.

#### Literatur

Back W. und H. M. Clayton (2001). Equine Locomotion. Verlag W.B. Saunders, Philadelphia, London

- Barrey E., P. Galloux, J. P. Valette, B. Auvinet und R. Wolter (1993): Stride characteristics of overground versus treadmill locomotion. Acta Anat. 146, 90-94
- Buchner H. H. F., H. H. C. M. Savelberg und H. C. Schamhardt (1994): Kinematics of treadmill versus overground locomotion in horses. Vet. Quart. 16, 87-90
- Caudron I., S. Grulke, P. Vanschepdael und D. Serfeyn (1997): New orthopedic approach for degenerative joint disorders of the horses digital extremity: Prevention and Treatment – Part I/II. Der Huf 75, 21-34
- Clayton H. M. (1991): Gait Evaluation: Making the Most of Your Home Video System. Proc. 36th Ann. Conv. Am. Ass. Equine Pract., 447-455
- Clayton H. M., J. L. Landovaz und H. C. Schamhardt (1998): Net joint moments and powers in the equine fore limb during the stance phase of the trot. Equine Vet. J. 30, 384-389
- Clayton H. M. und H. C. Schamhardt (2001): Measurement Techniques for Gait Analysis. In: Back W. und H. M. Clayton (Hrsg.). Equine Locomotion. Verlag W.B. Saunders, Philadelphia, London, 55-76
- Degueurce C., Pourcelot P., Dietrich G. und Denoix J. M. (1994): Imagerie tridimensionnelle des allures du cheval. In : CEREOPA, journée de la recherche chevaline, 20e journée, Paris le 2 Mars 1994, 70 -76
- Drevemo S., G. Dalin, I. Fredericson und K. Björne (1980): Equine locomotion 3: The reproducibility of gait in Standardbred trotters. Equine Vet. J. 12, 71-73
- Girtler D. (2000): Persönliche Mitteilung.
- Peham C., M. Müller, D. Girtler und M. Scheidl (2000): Einfluß der Hufkorrektur auf die Fußungskräfte des Pferdes im Schritt – Untersuchung auf der Mehrkomponenten-Kraftmeßplatte. Wien. Tierärztl. Mschr. 87, 77-83
- Rooney J. R. (1979): Die Lahmheiten des Pferdes. L.B. Ahnert-Verlag, Friedberg.
- Stashak T. S. (1989): Adams' Lahmheiten bei Pferden. 1. Auflage, M&H Schaper Verlag, Hannover.
- Williams G. und M. Deacon (1999): Hufbalance. Cadmos-Verlag GmbH, Lüneburg.

Dr. Isabelle Martens  
Stiftung Tierärztliche Hochschule Hannover  
Klinik für Pferde  
Bischofsholer Damm 1530173 Hannover  
isabelle.martens@tiho-hannover.de

## Pferdeheilkunde Curriculum

# Orthopädie II - proximale Gliedmaßen, Hals und Rücken

Astrid Rijkenhuizen und Peter Stadler

16.-17. September 2006